

PROGETTAZIONE DI UN MODELLO MATEMATICO PER IL CONTROLLO DI UNA PROTESI

Gregorio Canal

Matricola: 612636

Relatore: Professor Mauro Bisiacco

Università di Padova

Facoltà d'Ingegneria

Laurea triennale in Ingegneria dell'Informazione

30 Settembre 2013

Indice

1	Introduzione	5
2	Il sistema nervoso centrale e periferico	7
2.1	<i>Vantaggi/Svantaggi dell'applicazione al SNC</i>	7
2.2	<i>Vantaggi/Svantaggi dell'applicazione al SNP</i>	8
3	Meccanismi di coordinamento	9
3.1	Elaborazione del segnale d'ingresso in un segnale in tensione dc:	10
3.1.1	Il Cervello	10
3.1.2	Il sistema nervoso	11
3.2	Funzione di trasferimento del motore per il braccio	12
4	Funzione di Trasferimento	15
4.1	Studio della stabilità mediante il criterio di Routh-Hurwitz . .	15
4.2	Diagrammi di Bode	16
4.3	Luogo delle radici	17
5	Progetto del controllore	19
5.1	Il controllore	19
6	Conclusioni	23

Capitolo 1

Introduzione

Negli ultimi anni molti gruppi di ricerca si sono interessati allo sviluppo di sistemi robotici finalizzati ad applicazioni biomedicali (es., chirurgia assistita dal calcolatore, sistemi per la riabilitazione di funzioni motorie). In genere tali sistemi non sono pensati per funzionare autonomamente ma per interagire con l'utente (es., attraverso una connessione diretta al corpo o in tele-operazione), ed é perciò cruciale riuscire a creare un'efficace connessione bi-direzionale tra l'utente ed il sistema robotico. Attualmente ciò non é ancora possibile in maniera adeguata a causa del numero ridotto di "collegamenti", possibili e funzionanti, tra l'utente ed il dispositivo robotico. Ad esempio, non é possibile ricreare l'elevatissimo numero di connessioni esistenti tra il sistema nervoso e la mano e questo impedisce sia un sofisticato e naturale controllo di una protesi cibernetica di mano che la possibilità di fornire un feedback sensoriale durante la manipolazione. In ogni caso nel corso dei capitoli a venire tratteremo la progettazione di un sistema che possa simulare il movimento di un braccio in una sola dimensione, ne studieremo poi la stabilità tramite il criterio di Routh-Hurwitz, i diagrammi di Bode ed il luogo delle radici. Progetteremo infine un compensatore PID che garantisca al sistema alcuni requisiti essenziali per il corretto funzionamento di un braccio bionico.

Capitolo 2

Il sistema nervoso centrale e periferico

Il primo passo per creare un'interfaccia utile fra corpo e protesi sta nel decidere dove collocarlo nel sistema nervoso. I progettisti hanno due opzioni principali: interagire con il sistema nervoso centrale *SNC* (collegandosi al cervello o al midollo spinale), oppure andare oltre, nel sistema nervoso periferico *SNP*, i cui nervi si allungano principalmente fra midollo spinale e resto del corpo.

2.1 *Vantaggi/Svantaggi dell'applicazione al SNC*

Il prelievo del segnale direttamente dal cervello, avviene tramite l'inserimento di microelettrodi nella parte piú esterna del cervello. Questo approccio, altamente invasivo, ha il vantaggio di fornire dati estremamente precisi ed esaurienti, inclusi forza e frequenza delle scariche emesse da singole cellule nervose. L'idea é quella di usare un programma ideato per decodificare o tradurre queste informazioni nell'azione appropriata.

L'elaborazione di tali segnali avviene attraverso un potente computer che trasmette le istruzioni al braccio robotico. Purtroppo l'energia necessaria al computer, sia per elaborare l'enorme quantità di dati sia per effettivamente ricreare il movimento, non é ancora disponibile in un modulo sufficientemente piccolo da poter essere inserito, come sarebbe auspicabile, in un dispositivo reale che si possa inserire nel corpo umano.

Un altro svantaggio é dato dal fatto che il tessuto cerebrale tratta gli elettrodi come corpi estranei e innesca una risposta infiammatoria che porta alla formazione di un piccolo tessuto cicatriziale attorno agli elettrodi. A sua

volta il tessuto cicatriziale diminuisce in maniera esponenziale il numero di cellule nervose che possono essere monitorate e questo, col tempo, provoca l'indebolimento del segnale e la perdita di informazione.

2.2 *Vantaggi/Svantaggi dell'applicazione al SNP*

Il sistema nervoso periferico é formato soprattutto da fibre, chiamate assoni, impacchettate insieme a formare i nervi. In pratica, gli assoni sono prolungamenti molti lunghi, a volte anche un metro, delle cellule nervose che trasmettono segnali elettrici fra il sistema nervoso centrale e il resto del corpo. Dato che spesso i nervi sensoriali che rimangono nel moncone di un arto continuano a emettere segnali come se stessero ricevendo messaggi dal braccio o dalla gamba mancanti, molte persone amputate hanno la sensazione che il loro arto mancante sia ancora lí, una condizione nota come sindrome dell'arto fantasma. Se potessimo collegare questi assoni che scaricano a sproposito a una protesi artificiale in grado di inviare segnali forti ai nervi, il cervello interpreterebbe immediatamente i segnali in entrata come se provenissero da avambraccio, mano e dita. Il problema é che gli assoni periferici non aumentano di lunghezza, a meno che non abbiano un bersaglio biologico con cui entrare in contatto. Inoltre, come accade nel sistema nervoso centrale, il corpo reagisce male a cavi impiantati nei nervi periferici.

Nel progetto del controllore che seguirá nei prossimi capitoli tralascieremo di specificare se il segnale in ingresso venga prelevato dal **SNC** o dal **SNP**.

Capitolo 3

Meccanismi di coordinamento

Trattiamo ora il progetto di un controllore di una protesi per un'arto superiore, con la semplificazione di studiarne il moto in una sola dimensione.

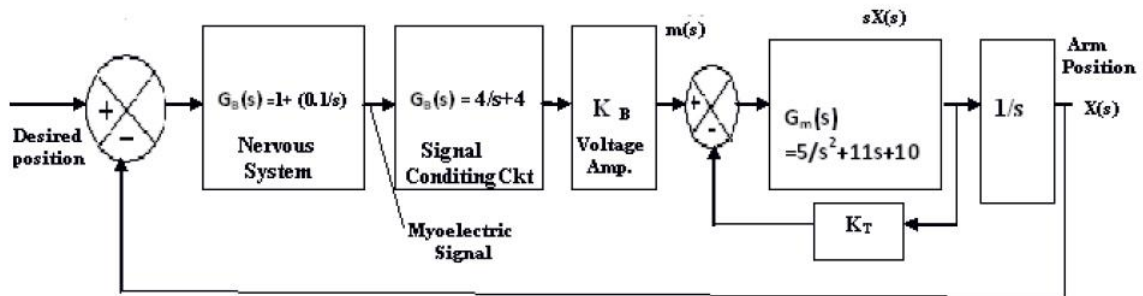


Fig.1: Schema a blocchi dell'intera funzione di trasferimento

In Fig.1 viene illustrato il diagramma a blocchi per modellare un braccio bionico che sia in anello chiuso col corpo. Il cervello genera un segnale elettrico per il sistema nervoso che controlla sia la posizione desiderata sia la posizione effettiva del braccio in quell'istante. Tale segnale viene prelevato ed amplificato per creare un segnale, in tensione continua, che possa controllare il motore della protesi. Il motore ha, inoltre, in ingresso un segnale tachimetrico dato dalla retroazione del motore stesso. All'uscita del motore il segnale rappresenta la velocità dell'arto in una dimensione che, una volta integrata, rappresenterà la posizione.

3.1 Elaborazione del segnale d'ingresso in un segnale in tensione dc:

3.1.1 Il Cervello

Per ricavare un modello matematico del cervello utile ai nostri scopi dobbiamo innanzitutto capire come viene generato nel cervello un segnale motorio. Il cervello contiene 10-100 miliardi di cellule nervose dette *neuroni*, questi sono collegati fra loro dalle *sinapsi*.

Due importanti caratteristiche rendono la cellula nervosa un elemento importante nella trasmissione delle informazioni:

- *L'eccitabilità*: la capacità di generare un potenziale d'azione qualora le si ecciti con uno stimolo di ampiezza e durata opportune
- *La conduttività*: la capacità di propagare tale potenziale per una distanza rilevante e ad una velocità praticamente costante

Le cellule nervose presentano a riposo un potenziale di membrana $E_0 = -90$ mV che dipende dalla diversa permeabilità della stessa ai vari ioni (molto permeabile agli ioni di potassio, K^+ , e di cloro, Cl^- , e poco permeabile agli ioni di sodio, Na^+). Gli ioni K^+ sono, infatti, presenti in quantità maggiori all'interno della cellula e minori all'esterno, viceversa Cl^- e Na^+ sono presenti in quantità maggiori all'esterno della cellula e minori all'interno. La non omogenea distribuzione degli ioni determina una differenza di potenziale elettrico ai lati della membrana, con il lato interno negativo e quello esterno positivo. Tale differenza di potenziale è detta *potenziale di membrana* ed ha in tutte le cellule un valore costante, compreso tra -70 e -90 mV.

Esistono due metodi fondamentali mediante i quali i potenziali di membrana prendono origine:

- la *pompa sodio - potassio ATP dipendente* (meccanismo di trasporto attivo di ioni contro il gradiente elettrico e quello di concentrazione, sostenuta dall'acido adenosintrifosfato o ATP), che provoca uno sbilanciamento tra cariche negative e positive presenti ai due lati della membrana: gli ioni sodio vengono portati dall'interno verso l'esterno e quelli potassio dall'esterno all'interno;
- La diffusione di ioni attraverso la membrana, conseguente ad una *differenza di concentrazione* tra i due lati della membrana stessa.

Ciò comporta un innalzamento del potenziale di membrana da un valore compreso fra -90 e -70 mV ad un valore di +40 mV, tali variazioni vengono

chiamate *Potenziali d'azione* che sono alla base del fenomeno di eccitabilità delle cellule, in particolare di quelle nervose e muscolari, che ne fanno uso rispettivamente per trasmettere messaggi e per rispondere agli stessi.

Grazie a ciò possiamo modellare il cervello con una funzione di trasferimento che ha in ingresso un *potenziale d'azione*, generato da uno stimolo ambientale esterno e trasmesso fino al cervello, che dà luogo o alla *pompa sodio - potassio* ATP dipendente o ad una *differenza di concentrazione* per generare in uscita il *potenziale d'azione* in risposta all'ingresso. Dall'articolo *Mathematical Modeling of neuro-controlled bionic arm* sappiamo che il cervello si comporta come una funzione di trasferimento del tipo:

$$G_B(s) = \frac{s + 0.1}{s} \quad (3.1)$$

che tiene in considerazione sia l'errore di posizione che il suo integrale.

3.1.2 Il sistema nervoso

Come abbiamo già detto un'altra caratteristica molto importante delle cellule nervose è la conduttività. Infatti una volta generatosi il potenziale d'azione esso viene trasmesso a velocità quasi costante dal cervello ad una cellula muscolare. Tale fenomeno è detto *depolarizzazione* e si propaga lungo tutta la fibra nervosa, in quanto determina un movimento di ioni dalla regione contigua non stimolata verso quella stimolata, con depolarizzazione della regione non stimolata, che a sua volta stimola la regione adiacente creando così un effetto a catena. Una volta che il potenziale d'azione è arrivato alla fine dell'assone che si connette alla cellula muscolare, esso libera nel muscolo una sostanza chiamata *aceticolina*. Ora, il muscolo è formato da cellule cilindriche allungate, le fibre muscolari serate. Ogni fibra è circondata da un sottile strato di tessuto connettivo (l'endomysio) e le singole fibre sono poi riunite in fasci da uno strato più spesso, sempre di natura connettivale, il perimisio. L'intero muscolo è, invece, circondato dall'epimisio. Le fibre muscolari a loro volta sono formate da sottili filamenti chiamati miofibrille che contengono l'unità funzionale del muscolo: il sarcomero. Nel sarcomero vi sono i filamenti di actina e miosina:

- I filamenti di actina possono penetrare tra i filamenti di miosina e far contrarre quindi la fibrilla.
- L'interazione tra actina e miosina è controllata da alcune proteine regolatrici, che vengono rilasciate in risposta alla liberazione dell'aceticolina nel muscolo.

Quindi possiamo modellare il sistema nervoso con una funzione di trasferimento del primo ordine in cui l'ingresso é costituito dal potenziale d'azione che si trasmette nel sistema e che fa in modo che siano rilasciate le proteine che controllano l'interazione fra actina e miosina; l'uscita é un segnale in tensione dc che andrà a pilotare il motore della protesi:

$$G_N(s) = \frac{\frac{1}{T}}{s + \frac{1}{T}} \quad (3.2)$$

con $T=1/4$, costante di tempo, che approssimativamente identifica il ritardo neuromuscolare, cioè il tempo che intercorre tra la generazione del potenziale d'azione nel cervello e la contrazione del muscolo. Quindi:

$$G_N(s) = \frac{4}{s + 4} \quad (3.3)$$

A questo punto il segnale viene amplificato in tensione tramite una costante K_B , poiché come abbiamo visto il potenziale d'azione é dell'ordine dei millivolt.

Moltiplicando i blocchi fra loro otteniamo la funzione di trasferimento totale della serie che avrà in uscita il segnale in tensione continua in ingresso al motore:

$$m(s) = G_B(s) \cdot G_N(s) \cdot K_B = \frac{4 \cdot K_B \cdot (s + 0.1)}{(s + 4)s} \quad (3.4)$$

3.2 Funzione di trasferimento del motore per il braccio

Studiamo ora la funzione di trasferimento del motore del braccio bionico, composto, oltre che dal motore stesso, da un'amplificatore di potenza e un carico meccanico. Il tutto avrà come segnale d'ingresso un segnale in tensione continua e restituirá in uscita la velocità del movimento. Sempre dall'articolo *Mathematical Modeling of neuro-controlled bionic arm* sappiamo che la funzione di trasferimento é del secondo ordine ed é data da:

$$G_M(s) = \frac{5}{s^2 + 11s + 10} \quad (3.5)$$

con in retroazione un guadagno K_T . Quindi la funzione di trasferimento del motore compresa la retroazione é:

3.2. FUNZIONE DI TRASFERIMENTO DEL MOTORE PER IL BRACCIO13

$$G_T(s) = \frac{G_M(s)}{1 + K_T \cdot G_M(s)} = \frac{\frac{5}{s^2+11s+10}}{1 + \frac{5K_T}{s^2+11s+10}} = \frac{5}{s^2 + 11s + 10 + 5K_T} \quad (3.6)$$

Cerchiamo ora di trovare un valore di K_T per cui il motore rimanga nella regione di stabilità, cioè valori di K_T per cui i poli di $G_T(s)$ abbiano parte reale negativa. Fare ciò assicura l'asintotica stabilità di $G_T(s)$.

Dal criterio di Cartesio notiamo che i valori per cui $G_T(s)$ ha poli a parte reale negativa sono quelli per cui $K_T > -2$. Per semplicità, scegliamo K_T in modo che $G_T(s)$ abbia un polo doppio a parte reale negativa il cui autovalore sia il punto di minimo della funzione $s^2 + 11s + 10$.

Deriviamo, dunque, il denominatore di $G_M(s)$ e imponiamolo uguale a zero per trovare tale valore di s :

$$\frac{\delta}{\delta s}(s^2 + 11s + 10) = 2s + 11 = 0 \quad \rightarrow \quad s_1 = -5.5$$

Allora s_1 é il valore da cui possiamo trovare il valore di K_T , usandolo come polo doppio, ed imponendo il suo denominatore uguale a:

$$(s^2 + 11s + 10 + 5K_T) = (s - s_1)^2 = s^2 + 11s + 30.25$$

per cui:

$$5K_T + 10 = 30.25 \quad \rightarrow \quad K_T = 4.05 \quad (3.7)$$

Tale valore di K_T é valido poiché rispetta la condizione espressa dal criterio di Cartesio e quindi la funzione $G_M(s)$ ha un polo doppio il cui autovalore ha parte reale negativa, rendendendola così asintoticamente stabile.

La retroazione fa agire il sottosistema come se fosse un motore migliore, cioè con una risposta più rapida.

Ora il segnale in uscita é una velocità per cui integrandolo otterremo la posizione del braccio per cui la FDT é:

$$G_T(s) = \frac{5}{s^2 + 11s + 30.25} \cdot \frac{1}{s} = \frac{5}{s^3 + 11s^2 + 30.25s} \quad (3.8)$$

Capitolo 4

Funzione di Trasferimento

La funzione di Trasferimento dell'intero sistema é dunque data dalla moltiplicazione fra i 2 blocchi precedentemente studiati, (2.4) e (2.8) con $K_T=4.05$, e quindi:

$$P_1(s) = \frac{20(s + 0.1)K_B}{s^2(s + 4)(s + 5.5)^2} \quad (4.1)$$

Compresa la retroazione si ottiene:

$$P(s) = \frac{P_1(s)}{1 + P_1(s)} = \frac{20(s + 0.1)K_B}{s^5 + 15s^4 + 74.25s^3 + 121s^2 + 20K_Bs + 2K_B} \quad (4.2)$$

4.1 Studio della stabilità mediante il criterio di Routh-Hurwitz

Studiamo ora la stabilità del sistema, cioè l'intervallo di valori di K_B per cui la $W(s)$ é stabile, mediante il metodo di Routh-Hurwitz:

1	74.25	20K _B
15	121	2K _B
66.18	19.86K _B	0
121 - 4.5K _B	2K _B	0
$\frac{-132.36K_B}{121-4.5K_B} + 19.86K_B$	0	0
2K _B	0	0

Gli elementi sulla prima colonna non devono avere variazioni di segno, per cui devono essere tutti positivi e lo sono per:

$$0 < K_B < 25.3$$

Allora il sistema é stabile per tali valori di K_B .

4.2 Diagrammi di Bode

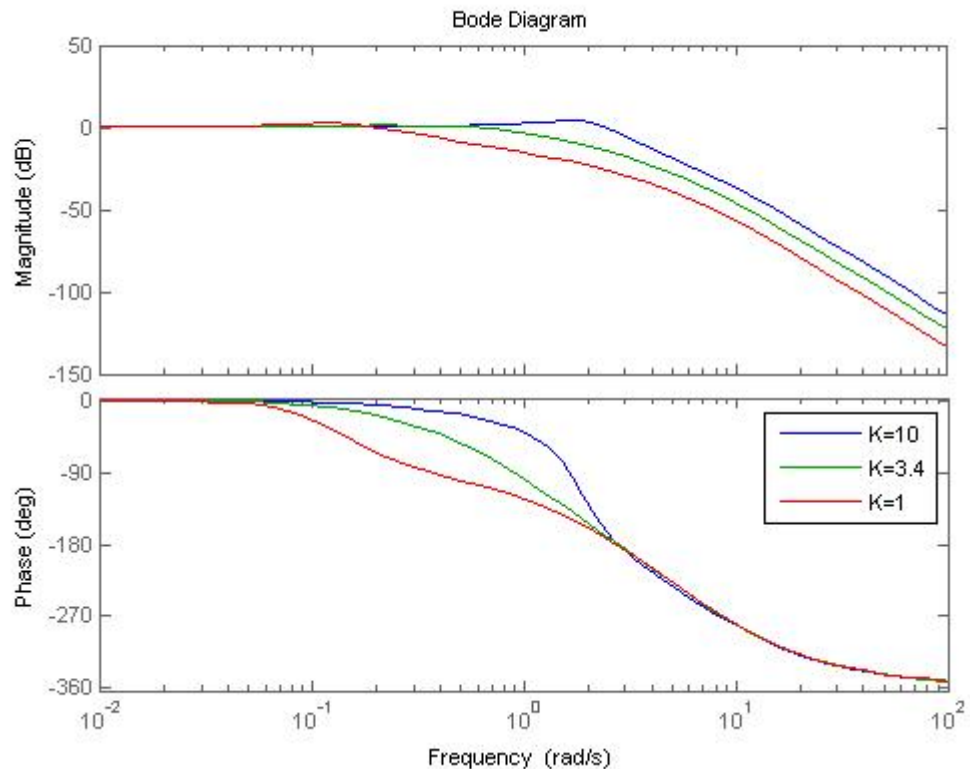


Fig.2: Diagrammi di Bode per alcuni valori di K_B

Dal grafico in Fig.2 osserviamo che per $K_B=10$ il sistema ha, nel diagramma del modulo, un accenno di sovrelongazione, che sarebbe bene evitare, anche se dalla banda passante si può notare che il sistema sarebbe certamente più veloce.

Per $K_B=1$, invece, sempre il diagramma di Bode del modulo non presenta alcuna sovrelongazione, ma dalla banda passante possiamo ben notare che risulta più lento.

Notiamo come $K_B=3.4$ sia un buon compromesso, non presenta sovrelongazioni e risulta abbastanza veloce, per cui nella trattazione successiva considereremo il sistema con tale valore di K_B per il guadagno.

4.3 Luogo delle radici

Utilizzando Matlab ricaviamo i poli e gli zeri di $P(s)$ per poi ricavare il Luogo delle radici :

- uno zero in -0.1
- un polo in -0.1262
- una coppia di poli complessi coniugati in $-1.1214 \pm j0.0422$
- una coppia di poli complessi coniugati in $-6.3155 \pm j1.7026$

Il Luogo delle radici dovrà dunque avere 1 polo sull'asse reale che andrà a finire nello zero. I poli complessi coniugati si troveranno simmetricamente rispetto all'asse reale, una coppia nel punto di ascissa -6.2718 e l'altra in -1.1214, ed i loro rami, mantenendo la simmetria rispetto all'asse reale, tenderanno ad infinito.

I 4 rami tendono all'infinito lungo delle semirette asintotiche che formano una stella regolare il cui centro é dato da:

$$\alpha = \frac{\sum_{i=1}^n p_i - \sum_{i=1}^m z_i}{n - m} =$$

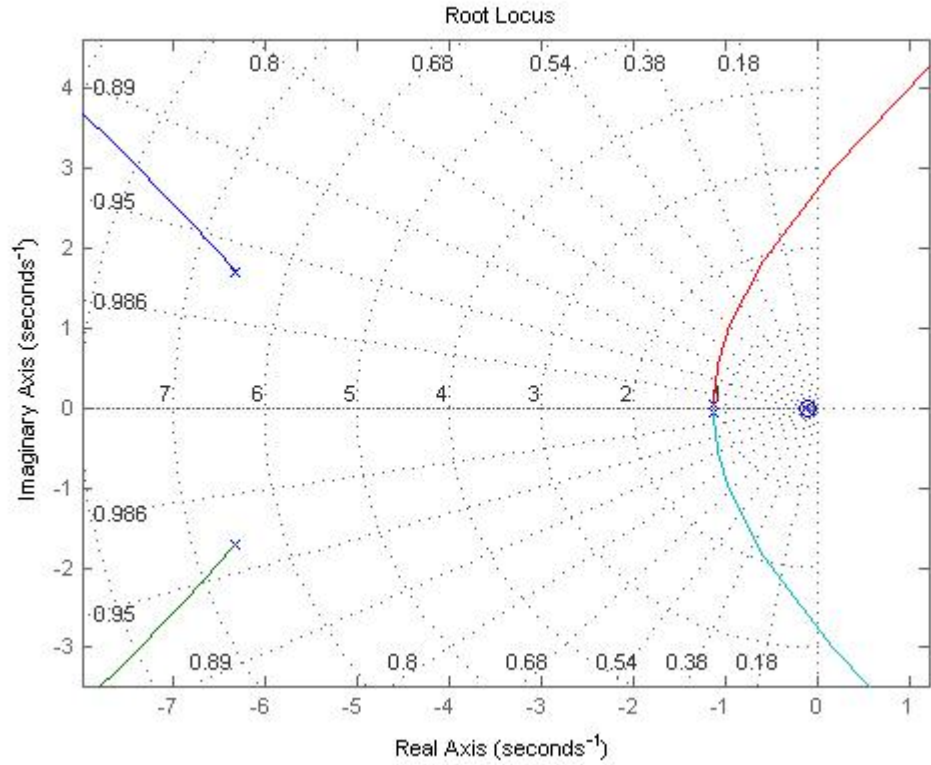
$$= \frac{-(0.1262 + 1.1214 + 1.1214 \pm j0.0422 + 6.3155 + 6.3155 \pm j1.7026) + 0.1}{5 - 1} = -3.725$$

L'inclinazione delle semirette asintotiche é data da:

$$\varphi = \frac{(2\ell - 1)\pi}{n - m} \text{ dove } \ell=0, 1, \dots, n - m - 1$$

quindi le inclinazioni sono: $\varphi_0 = -\frac{\pi}{4}$, $\varphi_1 = \frac{\pi}{4}$, $\varphi_2 = \frac{3\pi}{4}$, $\varphi_3 = \frac{5\pi}{4}$

Di conseguenza due rami della stella attraverseranno l'asse immaginario passando così dalla regione di stabilità a quella di instabilità.

Fig.3: Luogo delle radici di $P(s)$

Il criterio di Routh-Hurwitz determinandoci l'intervallo di valori per cui $P(s)$ é stabile determina anche il valore di K_B per cui i due rami tendenti all'infinito attraversano l'asse immaginario entrando cosí nella regione di instabilitá. Quindi per $K_B=25.3$ il luogo attraversa l'asse immaginario e per valori $0 < K_B < 25.3$, come si puó notare dal grafico in Fig.3, esso rimane alla sinistra dell'asse immaginario assicurandoci cosí la stabilitá del sistema a conferma del risultato ricavato dal Criterio di Routh-Hurwitz.

Capitolo 5

Progetto del controllore

Progettiamo il controllore $C(s)$ in modo da garantire al sistema:

- Precisione: cioè che il sistema si muova esattamente di quanto richiesto. Per cui che la risposta a regime ad un segnale costante abbia errore di posizione nullo.
- Assenza di oscillazioni: per rendere il movimento del braccio meccanico fluido e deciso. Per cui che il margine di fase sia circa di novanta gradi: $m_\varphi \cong 90^\circ$
- Rapidità di risposta: il tempo di reazione del braccio non dev'essere troppo lento, altrimenti il sistema risulterebbe inutilizzabile.
- Reiezione dei disturbi: cioè che il sistema ritorni nella posizione desiderata a fronte di un disturbo costante o lentamente variabile.

5.1 Il controllore

Nel caso di un ingresso a gradino il limite $e_r = \lim_{t \rightarrow \infty} e(t)$ viene detto *errore di posizione a regime*. Tale errore è costante, e diminuisce con l'aumentare del guadagno di Bode, per funzioni di tipo 0, mentre per funzioni di tipo ≥ 1 l'errore di posizione è esattamente nullo.

Poiché $P(s)$ è una funzione di tipo 0 inseriremo nel controllore un polo nell'origine così da rendere il sistema di tipo 1 e garantire un errore di posizione esattamente nullo al sistema. Per la reiezione ai disturbi ed il tempo di salita dobbiamo aumentare la banda passante del sistema retroazionato, quindi portare avanti la frequenza di taglio del sistema $C(s)P(s)$.

Nel progetto del controllore dobbiamo giungere, quindi, ad un compromesso in quanto non possiamo alzare a dismisura la frequenza di taglio poiché

ciò comporterebbe una diminuzione del margine di fase, e delle conseguenti oscillazioni del braccio meccanico.

Progettiamo, allora, un controllore PID:

$$C(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + sK_d = \frac{K_i}{s}(1 + s\tau_1)(1 + s\tau_2) \quad (5.1)$$

Cerchiamo, quindi, di capire che valori dare a τ_1 , τ_2 e K_i facendo delle considerazioni sul diagramma di Bode di $P(s)$ (Fig.2). L'inserimento del polo in zero fa sì che il diagramma della fase inizi a -90° anziché a 0° , il conseguente innalzamento della fase in corrispondenza dello zero in -0.1 viene troncato dalla presenza del polo in -0.1262 , per cui la fase a partire da -90° tenderebbe a scendere di 180° in corrispondenza della prima coppia di poli complessi coniugati e di altri 180° in corrispondenza della seconda, ottenendo così un diagramma della fase identico a quello di $P(s)$ ma abbassato di 90° . Quindi l'intervallo di frequenze in cui m_φ è di circa 90° non supera $\omega = 10^0$ in quanto la fase inizia ad abbassarsi più o meno una decade prima della frequenza in cui è presente la prima coppia di poli complessi coniugati. Dunque per allargare l'intervallo in cui il margine di fase è di $\cong 90^\circ$ inseriamo uno zero doppio in -1 in modo da ottenere una quasi cancellazione zero-polo con la coppia di poli complessi coniugati in $-1.1214 \pm j0.0422$, aumentando così l'intervallo di frequenze in cui il margine di fase è a $\cong -90^\circ$.

Dunque poniamo:

- $\tau_1 = 1$
- $\tau_2 = 1$

Sistemiamo ora il guadagno K_i in modo da portare la frequenza di taglio in un punto in cui il valore della fase non induca oscillazioni. In particolare per $K_i = 0.78$ si ha che $m_\varphi = 80^\circ$ che è un valore accettabile in quanto le oscillazioni in risposta al gradino cominciano a presentarsi per $m_\varphi \leq 75^\circ$. $K_i = 0.78$ è un buon compromesso in quanto aumentarne il valore comporterebbe un aumento della banda passante ma una diminuzione del margine di fase, diminuirlo comporterebbe un aumento di m_φ ma una diminuzione della banda passante.

Per cui il controllore avrà la seguente forma:

$$C(s) = \frac{0.78}{s}(s+1)(s+1) \quad (5.2)$$

Tale controllore è però improprio e di conseguenza irrealizzabile in quanto il termine derivativo viene in realtà realizzato con funzioni di trasferimento che presentano una limitazione alle alte frequenze del tipo $\frac{sK_d}{\tau_3 s + 1}$. Tuttavia

se τ_3 é tale che $\frac{1}{\tau_3}$ risulta sufficientemente lontana dalla frequenza di taglio il contributo del polo sul margine di fase puó essere trascurato. Solitamente si pone il polo in alta frequenza a circa tre decadi dalla frequenza di taglio, poniamo allora $\tau_3 = 0.001$ dato che la frequenza di taglio ω_c é un po' piú grande di uno.

Quindi:

$$C(s) = \frac{0.78(s+1)^2}{s(0.001s+1)} \quad (5.3)$$

Dal grafico del diagramma di bode di $C(s)P(s)$ si puó notare che in corrispondenza della frequenza di taglio il margine di fase rispetta le specifiche di progetto.

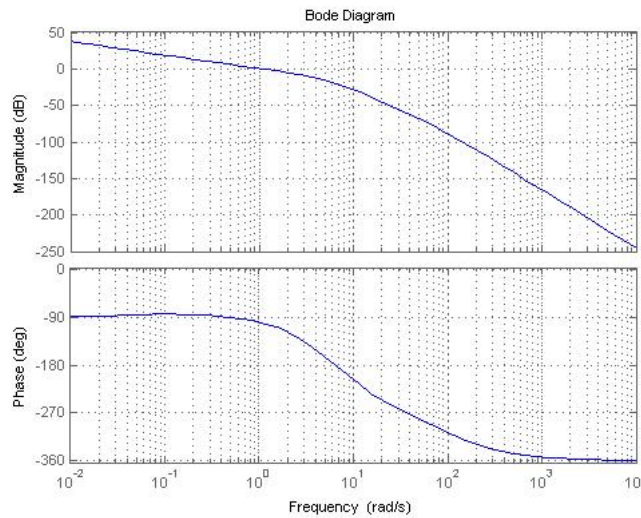


Fig.4: Diagrammi di Bode per $C(s)P(s)$

In Fig.5 é rappresentato lo schema Simluink del sistema in cui é stato inserito un disturbo costante sul carico, $D(s)$, che inizi dopo 10 secondi. In Fig.6 é invece rappresentato l'andamento temporale generato dallo schema in Fig.5 e del sistema $P(s)$ con in ingresso un gradino, ed un disturbo costante sul carico uguale a $D(s)$. Dal grafico si puó notare come rispetto al sistema $P(s)$ l'inserimento del controllore abbia migliorato sia il tempo di salita sia la reiezione al disturbo.

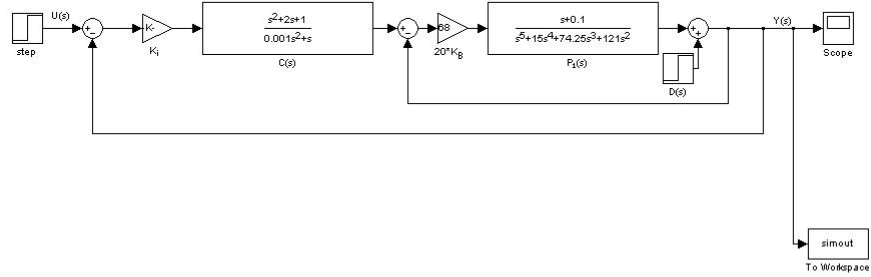
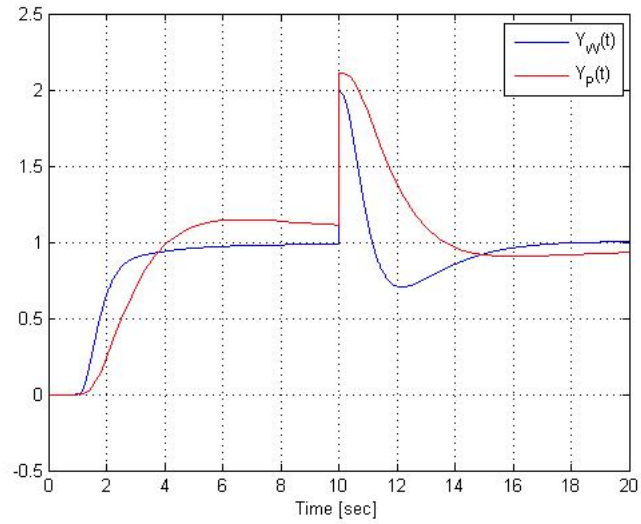


Fig.5: Diagramma a blocchi dell'intero sistema

Fig.6: Risposta al gradino con disturbo sul carico per $P(s)$ e $W(s)$

Capitolo 6

Conclusioni

Attraverso questi capitoli é stato presentato un metodo per il controllo di un braccio bionico che possa essere controllato autonomamente dal cervello. Nei primi capitoli é stata presentata la progettazione di un modello matematico per la protesi di un arto superiore e la conseguente scelta dei valori K_T e K_B per cui il sistema $P(s)$ risultasse stabile. Nell'ultimo capitolo é stato presentato il progetto di un compensatore che desse, o migliorasse, al sistema alcuni requisiti. Il controllore ha infatti migliorato il comportamento della protesi in tre punti:

- un errore al gradino esattamente nullo,
- un miglior tempo di risposta del sistema,
- una miglior reiezione dei disturbi.

Come abbiamo già detto, la trattazione é stata semplificata al caso del movimento in una dimensione e di conseguenza la strada per costruire una protesi che possa funzionare come un arto reale é ancora da esplorare nel campo della bioingegneria. Per questo ci siamo focalizzati sullo studio del controllo, arrivando a progettare una funzione di trasferimento che possa aggirare il midollo spinale danneggiato in modo tale che i segnali mioelettrici in arrivo dalla parte superiore del corpo possano venir controllati, così da facilitare il movimento del braccio, in una dimensione, di un paziente paralizzato.

Bibliografia

- [1] Himanshu Shekhar, Rahul Guha, Dr. A.Vimala Juliet, J.Sam Jeba Kumar, *Mathematical Modeling Of Neuro-Controlled Bionic Arm, Advances in Recent Technologies in Communication and Computing*, 2009.
- [2] M.Gauthaam, S.Sathish Kumar, *EMG Controlled Bionic Arm ,Innovations in emerging technology*, 201.
- [3] D.K. Cullen, D.H. Smith, *Bionic Connections*, Scientific American, Gennaio 2013.
- [4] M. Bisiacco, S. Braghetto, *Teoria dei sistemi dinamici*, Società Editrice Esculapio, 2010
- [5] S. Kim, J. J. Berkley, M. Sato, *A Novel Seven Degree of Freedom Haptic Device for Engineering Design, Virtual Reality*, Volume 6, Number 4 , August, 2003
- [6] J. Horgan, *Dynamic Stability of Legged Robots*, IEEE, *Engineering and manufacturing industries*, ISSN: 0018-9235, Year 1984